

Docket No.: 58647-172

**PATENT**

**IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE**

In re Application of : Customer Number: 20277  
Masato NAKADA : Confirmation Number:  
Serial No.: : Group Art Unit:  
Filed: October 31, 2003 : Examiner: Unknown  
For: MUSCLE FATIGUE LEVEL MEASURING DEVICE

**CLAIM OF PRIORITY AND  
TRANSMITTAL OF CERTIFIED PRIORITY DOCUMENT**

Mail Stop CPD  
Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

Sir:

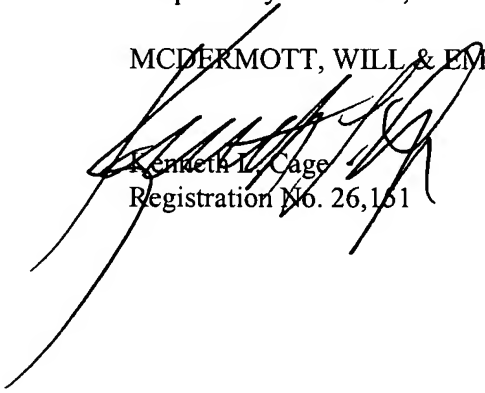
In accordance with the provisions of 35 U.S.C. 119, Applicant hereby claims the priority of:

**Japanese Patent Application No. 2002-373574, filed December 25, 2002**

cited in the Declaration of the present application. A certified copy is submitted herewith.

Respectfully submitted,

MCDERMOTT, WILL & EMERY

  
Kenneth L. Cage  
Registration No. 26,151

600 13<sup>th</sup> Street, N.W.  
Washington, DC 20005-3096  
(202) 756-8000 KLC:tlb  
Facsimile: (202) 756-8087  
**Date: October 31, 2003**

03095  
58647-172  
NAKADA  
October 31, 2003

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

*McDermott, Will & Emery*

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日  
Date of Application: 2 0 0 2 年 1 2 月 2 5 日

出 願 番 号  
Application Number: 特 願 2 0 0 2 - 3 7 3 5 7 4  
[ST. 10/C]: [ J P 2 0 0 2 - 3 7 3 5 7 4 ]

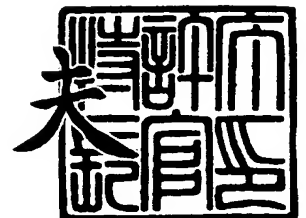
出 願 人  
Applicant(s): 株式会社タニタ



2 0 0 3 年 8 月 2 0 日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今 井 康 夫



出証番号 出証特 2 0 0 3 - 3 0 6 7 8 9 0



【書類名】 特許願

【整理番号】 P0364

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/22

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町 1 丁目 1 4 番 2 号  
株式会社タニタ内

【氏名】 中田 雅人

【特許出願人】

【識別番号】 000133179

【氏名又は名称】 株式会社タニタ

【代表者】 谷田 大輔

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 057369

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 筋疲労度測定装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 身体部位間のインピーダンスをレジスタンス成分とリアクタンス成分とに分けて測定するインピーダンス成分測定手段と、前記身体部位間の筋肉組織実効長を測定する筋肉組織実効長測定手段と、前記インピーダンス成分測定手段で測定したレジスタンス成分及びリアクタンス成分並びに前記筋肉組織実効長測定手段で測定した筋肉組織実効長に基づいて細胞外液抵抗率及び分布膜容量を含む生体等価モデルパラメータを演算する生体等価モデルパラメータ演算手段と、前記生体等価モデルパラメータ演算手段で演算された細胞外液抵抗率及び分布膜容量の割合から筋疲労度を判定する筋疲労度判定手段とを備えることを特徴とする筋疲労度測定装置。

【請求項 2】 前記インピーダンス成分測定手段は、身体部位間に多周波数交流の電流を供給する電流供給手段と、前記電流供給手段で多周波数交流の電流を供給することにより身体部位間に生じる多周波数交流の電圧を測定する電圧測定手段と、前記電圧測定手段で測定した多周波数交流の電圧を前記電流供給手段から供給した電流で除して身体部位間のレジスタンス成分及びリアクタンス成分を演算するインピーダンス成分演算手段とから成ることを特徴とする請求項 1 記載の筋疲労度測定装置。

【請求項 3】 前記多周波数交流とは、50 kHzの周波数交流及び6.25 kHzの周波数交流であることを特徴とする請求項 2 記載の筋疲労度測定装置。

【請求項 4】 前記筋肉組織実効長測定手段は、身体部位間の部位長を測定する部位長測定手段と、身体部位間の部位幅を測定する部位幅測定手段と、前記部位長測定手段で測定した部位長及び前記部位幅測定手段で測定した部位長に基づいて身体部位間の筋肉組織実効長を演算する筋肉組織実効長演算手段とから成ることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の筋疲労度測定装置。

【請求項 5】 前記筋肉組織実効長演算手段は、筋肉組織実効長を  $M_{eff}$ 、部位長を  $M_l$ 、部位幅を  $M_w$  及び補正係数を  $k$  とし、

## 【数 1】

$$M_{eff} = k \sqrt{M_l^2 \times M_w^2}$$

で表される式を用いて、筋肉組織実効長を演算することを特徴とする請求項 4 記載の筋疲労度測定装置。

【請求項 6】 前記生体等価モデルパラメータ演算手段は、レジスタンス成分を  $R$ 、リアクタンス成分を  $jX$ 、筋肉組織実効長を  $M_{eff}$ 、複素抵抗率の実部を  $\rho_r$  及び複素抵抗率の虚部を  $j\rho_x$  とし、

## 【数 2】

$$\frac{R + jX}{M_{eff}} = \rho_r + j\rho_x$$

で表される式と、細胞外液抵抗率を  $R_e$ 、細胞内液抵抗率を  $R_i$ 、分布膜容量を  $C_m$ 、測定周波数を  $f$ 、虚数を  $j$  及び円周率を  $\pi$  とし、

## 【数 3】

$$\frac{1}{\rho_r + j\rho_x} = \frac{1}{R_e} + \frac{1}{R_i + j \times 2\pi \times f \times C_m}$$

で表される式とを用いて、生体等価モデルパラメータとして細胞外液抵抗率、細胞内液抵抗率及び分布膜容量を演算することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の筋疲労度測定装置。

【請求項 7】 前記筋疲労度判定手段は、前記細胞外液抵抗率を前記分布膜容量で除して筋疲労度を演算することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の筋疲労度測定装置。

【請求項 8】 前記筋疲労度判定手段は、更に先に演算した筋疲労度に体重、身長、年齢、性別その他の個人情報のうち少なくともいずれかを加味して演算することを特徴とする請求項 7 記載の筋疲労度測定装置。

【請求項 9】 基部となる本体部と、身体部位間の部位幅方向に間隔が可変するように前記本体部に配設して部位幅を測定する第 1 測距部と、前記身体部位

間の部位長方向に間隔が可変するように前記第 1 測距部に配設して部位長を測定する第 2 測距部と、前記第 2 測距部の部位長に該当する位置に通電用電極と測定用電極とから成る電極セットとを備え、前記インピーダンス成分測定手段は、前記電極セットを含み、前記電極セットが当接した身体部位間のインピーダンスをレジスタンス成分とリアクタンス成分とに分けて測定し、前記筋肉組織実効長測定手段は、前記第 1 測距部で測定した部位幅及び前記第 2 測距部で測定した部位長に基づいて身体部位間の筋肉組織実効長を演算することを特徴とする請求項 1 記載の筋疲労度測定装置。

【請求項 10】 前記電極セットは、柔軟弾性部材を介して前記第 2 測距部の部位長に該当する位置に備えることを特徴とする請求項 9 記載の筋疲労度測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、身体部位間のインピーダンスに基づいて、その身体部位間に位置する筋肉の疲労の度合い（筋疲労度）を推定する筋疲労測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来の筋疲労評価装置（筋肉疲労判定装置）は、身体部位間に電極を配置し、その身体部位間に位置する筋肉の収縮によって生じる電位の変化（筋電位）を測定し、筋疲労（筋肉疲労）の評価（判定）を行うものである（例えば、特許文献 1、特許文献 2 参照。）。

【0003】

【特許文献 1】

特開 2000-232 号公報

【特許文献 2】

特開 2002-224072 号公報

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来の筋疲労評価装置（筋肉疲労判定装置）は、身体部位に配置する電極間の距離が異なると測定した筋電位の大きさが異なるために、電極間の距離を測定の度に一定に配置しなければならないという問題があった。

#### 【0005】

そこで、本発明は、上記のような従来の問題点を解決することを目的とするもので、電極間距離の影響を受けずに筋疲労度を推定する筋疲労測定装置を提供することを課題とする。

#### 【0006】

##### 【課題を解決するための手段】

上記課題を達成するために、本発明の筋疲労度測定装置は、身体部位間のインピーダンスをレジスタンス成分とリアクタンス成分とに分けて測定するインピーダンス成分測定手段と、前記身体部位間の筋肉組織実効長を測定する筋肉組織実効長測定手段と、前記インピーダンス成分測定手段で測定したレジスタンス成分及びリアクタンス成分並びに前記筋肉組織実効長測定手段で測定した筋肉組織実効長に基づいて細胞外液抵抗率及び分布膜容量を含む生体等価モデルパラメータを演算する生体等価モデルパラメータ演算手段と、前記生体等価モデルパラメータ演算手段で演算された細胞外液抵抗率及び分布膜容量の割合から筋疲労度を判定する筋疲労度判定手段とを備えることを特徴とする。

#### 【0007】

また、前記インピーダンス成分測定手段は、身体部位間に多周波数交流の電流を供給する電流供給手段と、前記電流供給手段で多周波数交流の電流を供給することにより身体部位間に生じる多周波数交流の電圧を測定する電圧測定手段と、前記電圧測定手段で測定した多周波数交流の電圧を前記電流供給手段から供給した電流で除して身体部位間のレジスタンス成分及びリアクタンス成分を演算するインピーダンス成分演算手段とから成ることを特徴とする。

#### 【0008】

また、前記多周波数交流とは、50kHzの周波数交流及び6.25kHzの周波数交流であることを特徴とする。

#### 【0009】

また、前記筋肉組織実効長測定手段は、身体部位間の部位長を測定する部位長測定手段と、身体部位間の部位幅を測定する部位幅測定手段と、前記部位長測定手段で測定した部位長及び前記部位幅測定手段で測定した部位長に基づいて身体部位間の筋肉組織実効長を演算する筋肉組織実効長演算手段とから成ることを特徴とする。

#### 【0010】

また、前記筋肉組織実効長演算手段は、筋肉組織実効長を  $M_{eff}$ 、部位長を  $M_l$ 、部位幅を  $M_w$  及び補正係数を  $k$  とし、

#### 【数4】

$$M_{eff} = k \sqrt{M_l^2 \times M_w^2}$$

で表される式を用いて、筋肉組織実効長を演算することを特徴とする。

#### 【0011】

また、前記生体等価モデルパラメータ演算手段は、レジスタンス成分を  $R$ 、リアクタンス成分を  $jX$ 、筋肉組織実効長を  $M_{eff}$ 、複素抵抗率の実部を  $\rho_r$  及び複素抵抗率の虚部を  $j\rho_x$  とし、

#### 【数5】

$$\frac{R + jX}{M_{eff}} = \rho_r + j\rho_x$$

で表される式と、細胞外液抵抗率を  $R_e$ 、細胞内液抵抗率を  $R_i$ 、分布膜容量を  $C_m$ 、測定周波数を  $f$ 、虚数を  $j$  及び円周率を  $\pi$  とし、

#### 【数6】

$$\frac{1}{\rho_r + j\rho_x} = \frac{1}{R_e} + \frac{1}{R_i + j \times 2\pi \times f \times C_m}$$

で表される式とを用いて、生体等価モデルパラメータとして細胞外液抵抗率、細胞内液抵抗率及び分布膜容量を演算することを特徴とする。

#### 【0012】



また、前記筋疲労度判定手段は、前記細胞外液抵抗率を前記分布膜容量で除して筋疲労度を演算することを特徴とする。

#### 【0013】

また、前記筋疲労度判定手段は、更に先に演算した筋疲労度に体重、身長、年齢、性別その他の個人情報のうち少なくともいずれかを加味して演算することを特徴とする

#### 【0014】

また、基部となる本体部と、身体部位間の部位幅方向に間隔が可変するように前記本体部に配設して部位幅を測定する第1測距部と、前記身体部位間の部位長方向に間隔が可変するように前記第1測距部に配設して部位長を測定する第2測距部と、前記第2測距部の部位長に該当する位置に通電用電極と測定用電極とから成る電極セットとを備え、前記インピーダンス成分測定手段は、前記電極セットを含み、前記電極セットが当接した身体部位間のインピーダンスをレジスタンス成分とリアクタンス成分とに分けて測定し、前記筋肉組織実効長測定手段は、前記第1測距部で測定した部位幅及び前記第2測距部で測定した部位長に基づいて身体部位間の筋肉組織実効長を演算することを特徴とする。

#### 【0015】

また、前記電極セットは、柔軟弾性部材を介して前記第2測距部の部位長に該当する位置に備えることを特徴とする。

#### 【0016】

#### 【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について図面を用いて説明する。

#### 【0017】

まず、本発明に係わる筋疲労度測定装置の構成について、図1に示す機能的ブロック図、図2に示す測定時の状態を表す装置の正面図、図3に示すその平面図、図4に示すその底面図、図5に示すその右側面図、図6に示す構造的ブロック図及び図10に示す生体等価モデルを参照しながら詳述する。本発明の筋疲労度測定装置は、本体部1、第1測距部2、3及び第2測距部4（4a及び4b、5a及び5b）により大略外形を構成する。

**【0018】**

本体部 1 は、本装置の基部となるもので円柱状体を成し、電源 31、発振器 32、V/I 変換器 33、通電用電極セクタ 34、測定用電極セクタ 35、増幅器 36、フィルタ 37、A/D 変換器 38、記憶装置 39、表示装置 40 及び CPU 41 を実装する電子回路基板を内蔵する。

**【0019】**

第 1 測距部 2、3 は、身体部位間の部位幅を測定するためのジョーとなるもので角柱状体を成し、本体部 1 の円柱軸方向（身体部位間の部位幅方向）に沿って摺動自在に本体部 1 に組み付き、本体部 1 の円柱軸方向（身体部位間の部位幅方向）に対して直角方向に伸びる。

**【0020】**

そして、本体部 1 の案内面には第 1 電極群 21a、22a を備え、第 1 測距部 2、3 の案内面には第 2 電極群 21b、22b を備える。これら第 1 電極群 21a、22a と第 2 電極群 21b、22b とにより第 1 エンコーダ 21、22 を成し、公知の電子ノギスの如き、本体部 1 と第 1 測距部 2、3 との相対移動変位量を検出して CPU 41 に出力する。

**【0021】**

第 2 測距部 4、5 は、身体部位間の部位長を測定するためのジョーとなるもので、一方が他方の中に摺動自在に組み付く一対の角柱状体 4a 及び 4b、5a 及び 5b を成し、本体部 1 の円柱軸方向及び第 1 測距部 2、3 の角柱軸方向に対して直角方向（身体部位間の部位長方向）に角柱状体の一方 4a、5a が摺動するように第 1 測距部 2、3 の先端部に備える。

**【0022】**

そして、一方の角柱状体 4a、5a の案内面には第 3 電極群 23a、24b を備え、他方の角柱状体 4b、5b の案内面には第 4 電極群 23b（図示省略）、24b を備える。これら第 3 電極群 23a、24b と第 4 電極群 23b、24b とで第 2 エンコーダ 23、24 を成し、公知の電子ノギスの如き、一方の角柱状体 4a、5a と他方の角柱状体 4b、5b との相対移動変位量を検出して CPU 41 に出力する。

**【0023】**

また、一方の第2測距部4には調整ねじ6を備え、他方の第2測距部5には調整ねじ7及び各種スイッチ8を備える。調整ねじ6、7は、他方の角柱状体4b、5bに有するねじ溝と嵌合し、一方の角柱状体4a、5aが中に摺動した際に他方の角柱状体4b、5b側から一方の角柱状体4a、5aに対して押止し、一方の角柱状体4a、5aと他方の角柱状体4b、5bとの位置を固定する。各種スイッチ8は、電気系統各部への電力の供給又は停止の切替をするオン／オフスイッチ8a、個人情報（体重、身長、年齢、性別）等の各種情報を設定の際に表示装置40に表示する数値等を繰り上げて切替をするアップスイッチ8b、個人情報（体重、身長、年齢、性別）等の各種情報を設定の際に表示装置40に表示する数値等を繰り下げて切替をするダウンスイッチ8c、アップスイッチ8b又はダウンスイッチ8cで選択された数値等の確定をする確定スイッチ8dとから成る。

**【0024】**

更に、第2測距部4、5は、一方の角柱状体4a、5a及び他方の角柱状体4b、5bの先端部に、本体部1の円柱軸方向かつ内向にばね9、10、11、12を介して、当て板13a、14a、15a、16aに通電用電極13b、14b、15b、16と測定用電極13c、14c、15c、16cとを有した電極セットを備える。

**【0025】**

電源31は、オン／オフスイッチ8aをオン状態に切替えることにより電気系統各部へ電力を供給する。

**【0026】**

また、発振器32は、複数の異なる周波数（50kHz、6.25kHz）の定電圧を発生し、V/I変換器33は、発振器32から発生した定電圧を受けて定電流に変換し出力し、通電用電極セクタ34は、V/I変換器33から出力した定電流を受けて所定の通電用電極13b及び16b又は14b及び15bに出力する。また、通電用電極13b、14b、15b、16bは、通電用電極セクタ34からの定電流を身体部位間に通電するための連絡口となる。なお、これら発

振器 32 と V/I 変換器 33 と通電用電極セクタ 34 と通電用電極 13b、14b、15b、16b とにより、身体部位間に多周波数（50kHz、6.25kHz）交流の電流を供給する電流供給手段を成す。

#### 【0027】

また、測定用電極 13c、14c、15c、16c は、通電用電極 13b、14b、15b、16b から身体部位間に通電することにより身体部位間のインピーダンスに基因して生じる電圧を検出するための連絡口となる。測定用電極セクタ 35 は、所定の測定用電極 14c 及び 15c、13c 及び 16c から電圧を受けて出力し、増幅器 36 は、測定用電極セクタ 35 からの身体部位間のインピーダンスに基因して生じた電圧を受けて増幅出力し、フィルタ 37 は、増幅器 36 からの電圧を受けて特定域の周波数成分（50kHz、6.25kHz）だけを通し、A/D 変換器 38 は、フィルタ 37 を通過した電圧をアナログ信号からデジタル信号に変換して CPU 41 へと出力する。なお、これら測定用電極 13c、14c、15c、16c と測定用電極セクタ 35 と増幅器 36 とフィルタ 37 と A/D 変換器 38 とにより、身体部位間に生じる多周波数交流（50kHz、6.25kHz）の電圧を測定する電圧測定手段を成す。

#### 【0028】

また、記憶装置 39 は、確定スイッチ 8d により確定した各種設定データ等の記憶をし、表示装置 40 は、各種設定データや各種測定データを表示する。

#### 【0029】

また、CPU 41 は、インピーダンス成分演算手段、部位幅演算手段、部位長演算手段、筋肉組織実効長演算手段、生体等価モデルパラメータ演算手段 23 及び筋疲労度判定手段 24 とを成すと共に、公知の如き電気系各部の制御や演算を行う。

#### 【0030】

インピーダンス成分演算手段は、A/D 変換器 38 から受けた多周波数（50kHz、6.25kHz）交流の電圧と電流供給手段から身体部位間に通電する電流で除して身体部位間のレジスタンス成分及びリアクタンス成分を周波数（50kHz、6.25kHz）毎に演算する。なお、上述した電流供給手段と電圧測定手段とイ

ンピーダンス成分演算手段とにより、身体部位間のインピーダンスをレジスタンス成分とリアクタンス成分とに分けて測定するインピーダンス成分測定手段 21 を成す。

### 【0031】

部位幅演算手段は、第1エンコーダ21、22から受けた出力に基づいて部位幅 $M_w$ を演算し、部位長演算手段は、第2エンコーダ23、24から受けた出力に基づいて部位長 $M_l$ を演算する。筋肉組織実効長演算手段は、部位幅演算手段で演算した部位幅 $M_w$ と部位長演算手段で演算した部位長 $M_l$ とを数7の式に代入して身体部位間の筋肉組織実効長 $M_{eff}$ を演算する。

### 【数7】

$$M_{eff} = k \sqrt{M_l^2 \times M_w^2}$$

ここで、 $k$ は補正係数（例えば、実験的に予め求めた $1/2^{1/2}$ ）である。

### 【0032】

なお、上述した本体部1と第1測距部2、3と部位幅演算手段とにより、身体部位間の部位幅 $M_w$ を測定する部位幅測定手段を成す。また、上述した第2測距部4、5と部位長演算手段とにより、身体部位間の部位長 $M_l$ を測定する部位長測定手段を成す。更に、部位幅測定手段と部位長測定手段と筋肉組織実効長演算手段とにより、身体部位間の筋肉組織実効長を測定する筋肉組織実効長測定手段22を成す。

### 【0033】

生体等価モデルパラメータ演算手段23は、インピーダンス成分演算手段で周波数（50kHz、6.25kHz）毎に演算したレジスタンス成分 $R$ 及びリアクタンス成分 $jX$ と、筋肉組織実効長演算手段で演算した筋肉組織実効長 $M_{eff}$ とを周波数（50kHz、6.25kHz）毎に数8の式に代入して、複素抵抗率の実部を $\rho_r$ 及び複素抵抗率の虚部を $j\rho_x$ を周波数（50kHz、6.25kHz）毎に演算する。

## 【数 8】

$$\frac{R + j X}{M e f f} = \rho r + j \rho x$$

## 【0034】

更に、生体等価モデルパラメータ演算手段 23 は、この周波数（50 kHz、6.25 kHz）毎に演算した複素抵抗率の実部  $\rho r$  及び複素抵抗率の虚部  $j \rho x$  と、測定周波数  $f$  と、虚数  $j$  と、円周率  $\pi$  とを周波数毎に数 9 の式に代入し、この周波数（50 kHz、6.25 kHz）毎の式に基づいて 3 つの方程式を組立て連立し、細胞外液抵抗率  $R e$ 、細胞内液抵抗率  $R i$  及び分布膜容量  $C m$  を演算する。なお、細胞外液抵抗率  $R e$ 、細胞内液抵抗率  $R i$  又は分布膜容量  $C m$  を生体等価モデルパラメータという。

## 【数 9】

$$\frac{1}{\rho r + j \rho x} = \frac{1}{R e} + \frac{1}{R i + j \times 2 \pi \times f \times C m}$$

## 【0035】

筋疲労度判定手段 24 は、生体等価モデルパラメータ演算手段 23 で演算した細胞外液抵抗率  $R e$  を分布膜容量  $C m$  で除して筋疲労度  $K$  を演算（判定）する。更に、筋疲労度判定手段は、この演算した筋疲労度  $K$  と、確定スイッチ 8 d で確定した個人情報（体重  $W$ 、身長  $H$ 、年齢  $A g$ 、性別  $S$ ）とを数 10 の式に代入してより高度な筋疲労度  $K h$  を演算（判定）する。

## 【数 10】

$$K h = K \times f 1 (W) \times f 2 (H) \times f 3 (A g) \times f 4 (S)$$

ここで、関数  $f 1$ 、 $f 2$ 、 $f 3$ 、 $f 4$  は、多くの被験者から集められたデータに基づいて予め導き出したものである。

## 【0036】

次に、本発明に係わる筋疲労度測定装置の使用手順及び動作について、図 7 に

示すメインフローチャート、図 8 に示す身体部位間のインピーダンスを測定するサブルーチンフローチャート及び図 9 に示す身体部位間の筋疲労度を判定するサブルーチンフローチャートを参照しながら詳述する。

#### 【0037】

まず初めに、オン／オフスイッチ 8 a を押すと、電源 3 1 から電気系統各部に電力を供給する（ステップ S 1）。

#### 【0038】

続いて、アップスイッチ 8 b 又はダウンスイッチ 8 c により個人情報（体重、身長、年齢、性別）として該当する数値を選択して確定スイッチ 8 d で確定すると、記憶装置 3 9 は、この確定した個人情報（体重、身長、年齢、性別）を記憶する（ステップ S 2）。

#### 【0039】

続いて、第 2 測距部の一方の角柱状体 4 a、5 a と他方の角柱状体 4 b、5 b との位置を調整ねじ 6、7 で固定して位置を決めると、第 2 エンコーダ 2 3、2 4 は、一方の角柱状体 4 a、5 a と他方の角柱状体 4 b、5 b との相対移動変位量を検出し、CPU（部位長演算手段）4 1 は、この検出した相対移動変位量に基づいて第 2 測距部に有する電極セット間 1 3 から 1 4 までと電極セット間 1 5 から 1 6 までとを平均した距離（部位長 M 1）を演算する（ステップ S 3）。

#### 【0040】

続いて、第 1 測距部 2 と第 1 測距部 3 との間の距離を調節し、筋疲労度を判定したい身体部位を間に挟んで各電極 1 3 b、1 3 c、1 4 b、1 4 c、1 5 b、1 5 c、1 6 b、1 6 c を身体部位に当接すると、第 1 エンコーダ 2 1、2 2 は、本体部 1 と第 1 測距部 2、3 との相対移動変位量を検出し、CPU（部位幅演算手段）4 1 は、この検出した相対移動変位量に基づいて電極セット間 1 3（1 4）から 1 5（1 6）までの距離（部位幅 M w）を演算する（ステップ S 4）。

#### 【0041】

続いて、身体部位間のインピーダンスを測定する（ステップ S 5）。具体的に詳述すると、CPU 4 1 からの制御により発振器 3 2 は、50 kHz の定電圧を発生し、この定電圧を受けた V/I 変換器 3 3 は、定電流に変換し出力する（ステ

ップS21)。次いで、レジスタは $S=1$ を登録する(ステップS22)。

#### 【0042】

次いで、CPU41からの制御により通電用電極セクタ34は、通電用電極13b、16bを選択し、測定用電極セクタ35は、測定用電極14c、15cを選択する(ステップS23)。次いで、V/I変換器33から出力した定電流は、通電用電極13b、16b間に位置する身体部位を流れ、測定用電極14c、15cは、この際に身体部位間に生じた電圧を検出する(ステップS24)。

#### 【0043】

次いで、この検出電圧を受けた増幅器36は、検出電圧を増幅して出力し、この増幅電圧を受けたフィルタ37は、50kHzに該当する周波数成分だけを通し、この50kHzの電圧を受けたA/D変換器38は、アナログ信号からデジタル信号に変換して出力し、このデジタル信号を受けたCPU(インピーダンス成分演算手段)41は、50kHzの電圧と電流供給手段から身体部位間を通電する電流で除した身体部位間のレジスタンス成分及びリアクタンス成分を演算する(ステップS25)。

#### 【0044】

続いて、この身体部位間のレジスタンス成分及びリアクタンス成分の変動値に基づいて各電極と身体部位との接触状態が良好であるか否かを判定する(ステップS26)。変動値が一定値を超える場合には、接触状態が不良と判断し、ステップS24に戻って処理を繰り返す(ステップS26でNO)。一方、変動値が一定値以下の場合には、接触状態が良好と判断し、次のステップに進む(ステップS26でYES)。

#### 【0045】

続いて、この身体部位間のレジスタンス成分及びリアクタンス成分の一定値以下の変動値の継続に基づいて測定が安定しているか否かを判定する(ステップS27)。一定値以下の変動値が一定時間継続しない場合には、測定が安定していないと判断し、ステップS24に戻って処理を繰り返す(ステップS27でNO)。一方、一定値以下の変動値が一定時間継続している場合には、測定が安定し



ていると判断し、次のステップに進む（ステップ S 2 7 で Y E S）。

#### 【 0 0 4 6 】

続いて、表示装置 4 0 の画面に表示している表示内容を、測定が安定していると判断した身体部位間のレジスタンス成分及びリアクタンス成分の値に更新し（ステップ S 2 8）、測定が安定していると判断した身体部位間のレジスタンス成分及びリアクタンス成分の値を記憶装置 3 9 に記憶する（ステップ S 2 9）。

#### 【 0 0 4 7 】

続いて、レジスタは現在登録されている値 S に + 1 を加えて登録し（ステップ S 3 0）、加えた S が 2 を超えたか否を判定する（ステップ S 3 1）。S が 2 を超えない場合には、ステップ S 2 3 に戻って処理を繰り返す（ステップ S 3 1 で N O）。なお、この際のステップ S 2 3 では、C P U 4 1 からの制御により通電用電極セクタ 3 4 は、通電用電極 1 4 b、1 5 b を選択し、測定用電極セクタ 3 5 は、測定用電極 1 3 c、1 6 c を選択する。一方、S が 2 を超えた場合には、次のステップに進む（ステップ S 3 1 で Y E S）。

#### 【 0 0 4 8 】

続いて、身体部位間を通電している定電流が 6 . 2 5 kHz（発振器が発生している定電圧が 6 . 2 5 kHz）であるか否かを判定する（ステップ S 3 2）。6 . 2 5 kHz でない場合（ステップ S 3 2 で N O）には、C P U 4 1 からの制御により発振器 3 2 において発生する 5 0 kHz の定電圧を停止し（ステップ S 3 3）、6 . 2 5 kHz の定電圧を発生（身体部位間を 6 . 2 5 kHz の定電流で通電）してステップ S 2 2 に戻る（ステップ S 3 4）。一方、6 . 2 5 kHz である場合（ステップ S 3 2 で Y E S）には、C P U 4 1 からの制御により発振器 3 2 において発生する 6 . 2 5 kHz の定電圧を停止して身体部位間のインピーダンスの測定を終了する。（ステップ S 3 5）。

#### 【 0 0 4 9 】

続いて、筋疲労度を演算する（ステップ S 6）。具体的に詳述すると、C P U（筋肉組織実効長演算手段）4 1 は、ステップ S 3 で演算した部位長 M 1 とステップ S 4 で演算した部位幅 M w とを数 7 の式に代入して身体部位間の筋肉組織実効長 M e f f を演算する（ステップ S 5 1）。

## 【0050】

次いで、CPU（生体等価モデルパラメータ演算手段23）41は、この筋肉組織実効長 $M_{eff}$ と、記憶装置39に記憶している50kHzで測定の際のレジスタンス成分 $R$ 及びリアクタンス成分 $jX$ 並びに6.25kHzで測定の際のレジスタンス成分 $R$ 及びリアクタンス成分 $jX$ とを数8の式に代入して、50kHzで測定の際の複素抵抗率の実部 $\rho_r$ 及び複素抵抗率の虚部 $j\rho_x$ 並びに6.25kHzで測定の際の複素抵抗率の実部 $\rho_r$ 及び複素抵抗率の虚部 $j\rho_x$ を演算する（ステップS52）。

## 【0051】

次いで、CPU（生体等価モデルパラメータ演算手段23）41は、更に、50kHzで測定の際の複素抵抗率の実部 $\rho_r$ 及び複素抵抗率の虚部 $j\rho_x$ と、測定周波数50kHzと、虚数 $j$ と、円周率 $\pi$ とを数9の式に代入した第1式と、6.25kHzで測定の際の複素抵抗率の実部 $\rho_r$ 及び複素抵抗率の虚部 $j\rho_x$ と、測定周波数6.25kHzと、虚数 $j$ と、円周率 $\pi$ とを数9の式に代入した第2式とに基づいて、第2式の複素抵抗率の虚部 $j\rho_x$ を除く3つの方程式を組立て連立し、生体等価モデルパラメータ細胞外液抵抗率 $R_e$ 、細胞内液抵抗率 $R_i$ 及び分布膜容量を $C_m$ を演算する（ステップS53）。

## 【0052】

次いで、CPU（筋疲労度判定手段24）41は、これら生体等価モデルパラメータのうちの細胞外液抵抗率 $R_e$ を分布膜容量 $C_m$ で除して筋疲労度 $K$ を演算（判定）する（ステップS54）。次いで、CPU（筋疲労度判定手段24）41は、更に、筋疲労度 $K$ と、ステップS2において設定した個人情報（体重、身長、年齢、性別）とを数10の式に代入してより高度な筋疲労度 $K_h$ を演算（判定）して筋疲労度の演算を終了する（ステップS55）。

## 【0053】

続いて、表示装置40は、筋疲労度 $K$ 又は高度な筋疲労度 $K_h$ を画面に表示し（ステップS7）、オン／オフスイッチ8aを押すと電源31からの電気系統各部への電力の供給が停止し、本装置の一連の処理手順が終了する（ステップS8）。

**【0054】**

上述したように、本発明の筋疲労度測定装置は、インピーダンス成分測定手段 21 により身体部位間のインピーダンスをレジスタンス成分とリアクタンス成分とに分けて測定し、筋肉組織実効長測定手段 22 により身体部位間の筋肉組織実効長を測定し、生体等価モデルパラメータ演算手段 23 によりこれらレジスタンス成分、リアクタンス成分及び筋肉組織実効長に基づいて細胞外液抵抗率及び分布膜容量を含む生体等価モデルパラメータを演算し、筋疲労度判定手段 24 により細胞外液抵抗率及び分布膜容量の割合から筋疲労度を判定する。これによると、本発明の筋疲労度測定装置は、電極間距離に当たる身体部位間に位置する筋肉組織実効長を加味した筋疲労度を得ることができるので、精度のよいものとなる。

**【0055】**

また、身体部位間の筋肉組織実効長を演算する基礎とするデータは、身体部位間の部位幅方向に間隔が可変するように本体部 1 に配設した部位幅を測定する第 1 測距部 2、3 と、身体部位間の部位長方向に間隔が可変するように第 1 測距部 2、3 に配設した部位長を測定する第 2 測距部 4、5 とにより得ることができるので、容易な、かつ、より精度のよいものとなる。

**【0056】**

なお、上述の説明においては、身体部位と電極との接触状態を良好にするために、電極セットと第 2 測距部との間にはばねを用いたが、ゴムその他の柔軟弾性部材であっても同様に実施可能である。

**【0057】****【発明の効果】**

以上説明したように、本発明の筋疲労度測定装置は、筋肉組織実効長測定手段を備え、身体部位間の筋肉組織実効長を加味した筋疲労度を得ることができるので、精度のよいものとなる。

**【0058】**

また、身体部位間の間隔が可変するように構成した本体部と第 1 測距部と第 2 測距部とにより部位幅及び部位長を測定して身体部位間の筋肉組織実効長を得る

ことができるので、容易な、かつ、より精度のよいものとなる。

【0059】

また、従来からある筋電を併用して確度を高めることも容易に実現可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明に係わる筋疲労度測定装置の機能的構成を示すブロック図である。

【図2】

測定時の状態を表す筋疲労度測定装置の正面図である。

【図3】

測定時の状態を表す筋疲労度測定装置の平面図である。

【図4】

測定時の状態を表す筋疲労度測定装置の底面図である。

【図5】

測定時の状態を表す筋疲労度測定装置の右側面図である。

【図6】

本発明に係わる筋疲労度測定装置の構造的構成を示すブロック図である。

【図7】

本発明に係わる筋疲労度測定装置の使用手順及び動作について示すメインフローチャートである。

【図8】

身体部位間のインピーダンスを測定するサブルーチンフローチャートである。

【図9】

身体部位間の筋疲労度を判定するサブルーチンフローチャートである。

【図10】

生体等価モデルである。

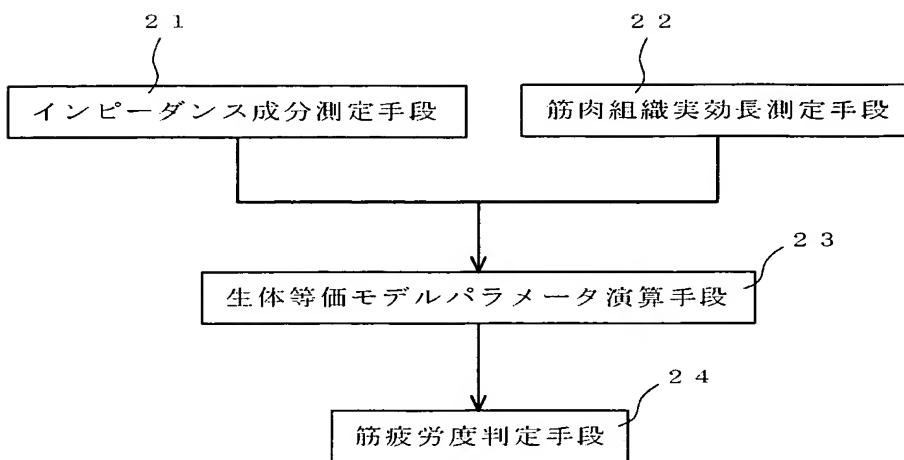
【符号の説明】

- 1 本体部
- 2、3 第1測距部

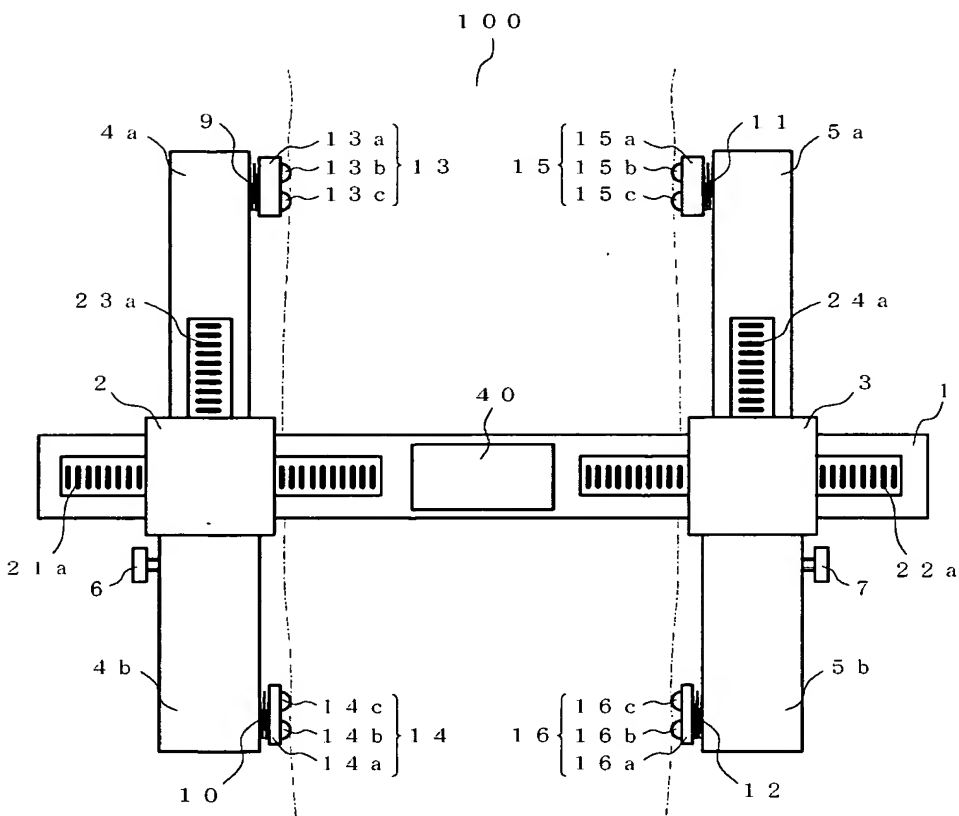
4 ( 4 a 、 4 b ) 、 5 ( 5 a 、 5 b ) 第 2 測距部  
1 3 b 、 1 4 b 、 1 5 b 、 1 6 b 通電用電極  
1 3 c 、 1 4 c 、 1 5 c 、 1 6 c 通電用電極  
2 1 インピーダンス成分測定手段  
2 2 筋肉組織実効長測定手段  
2 3 生体等価モデルパラメータ演算手段  
2 4 筋疲労度判定手段  
1 0 0 身体

【書類名】 図面

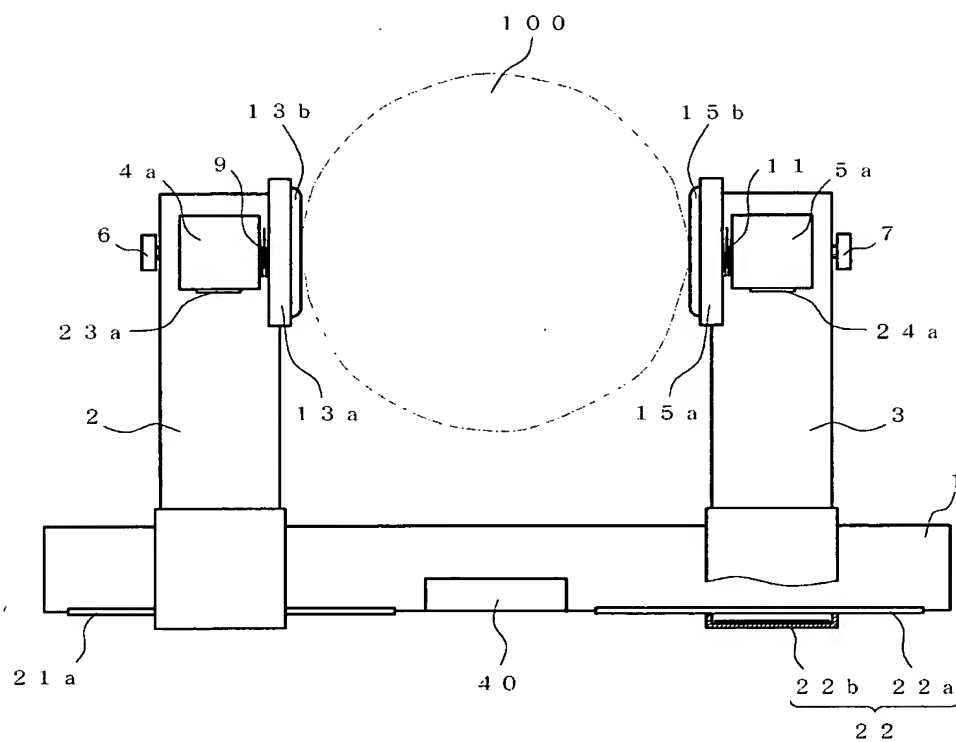
【図 1】



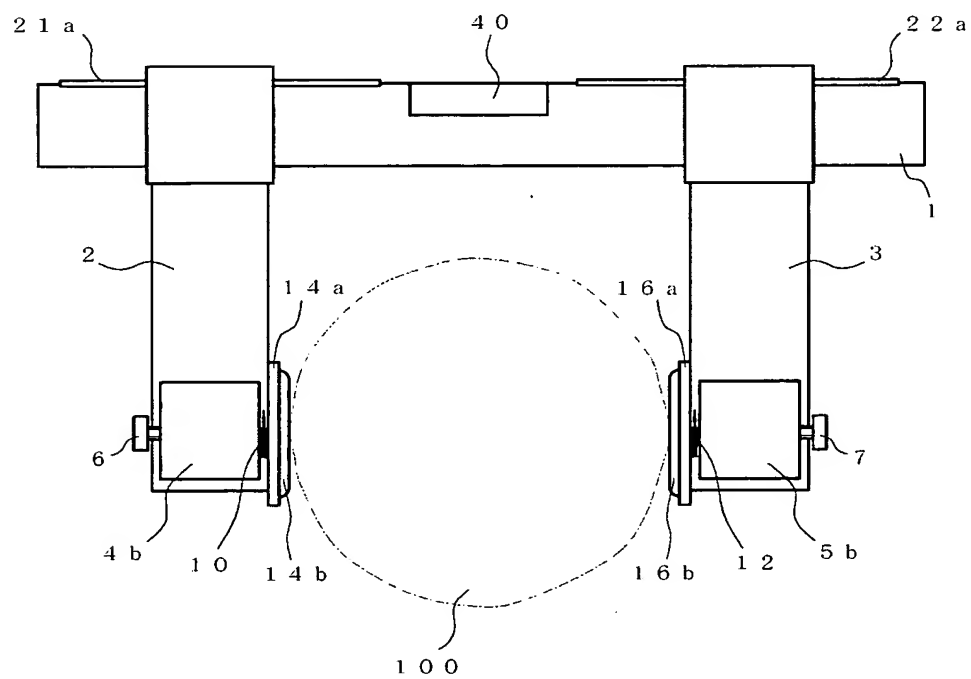
【図 2】



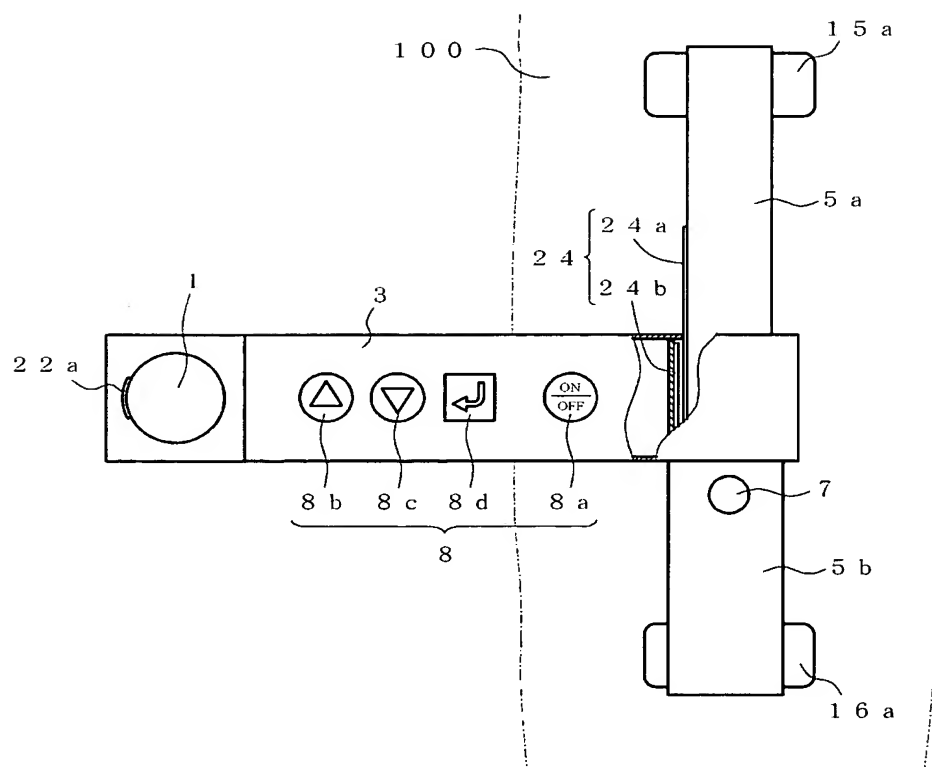
【図 3】



【図 4】

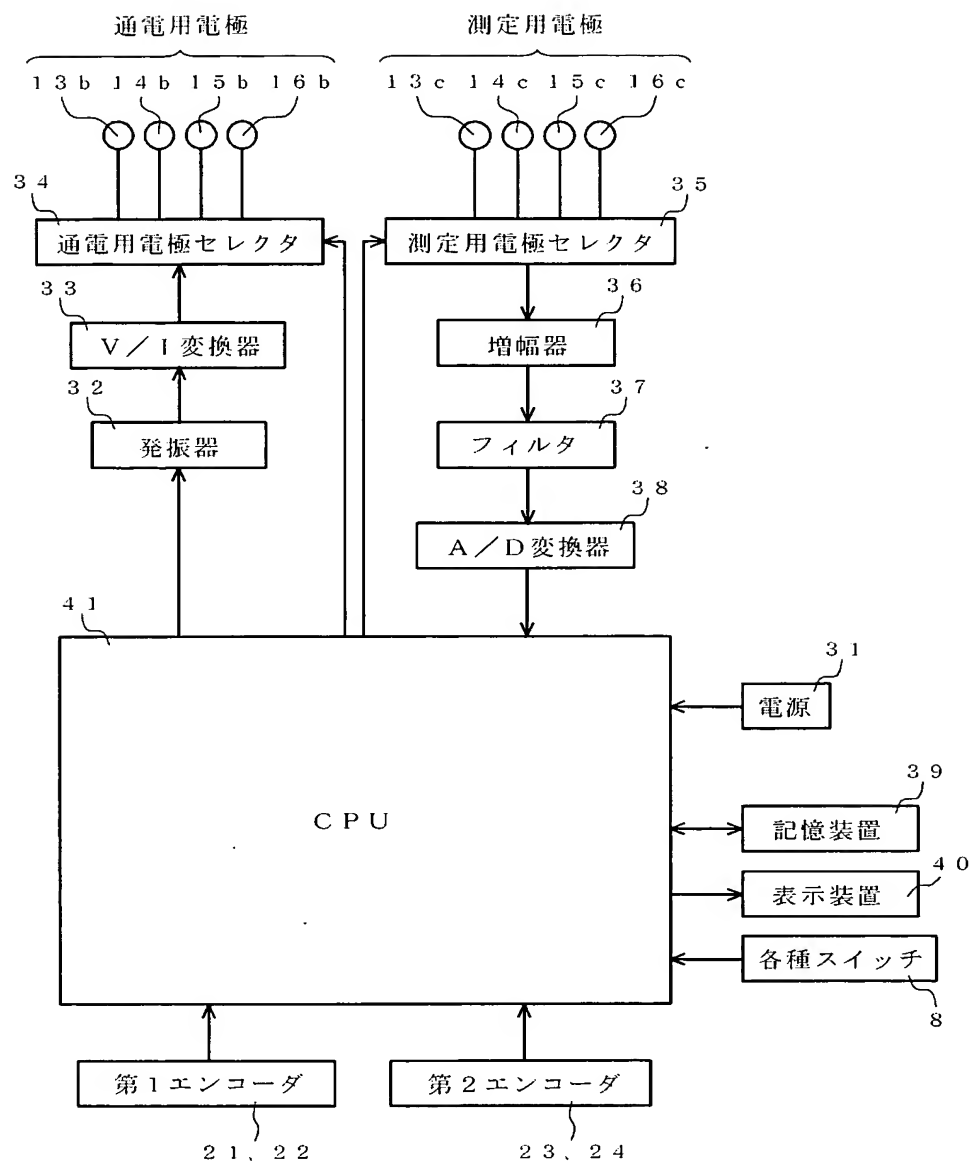


【図 5】

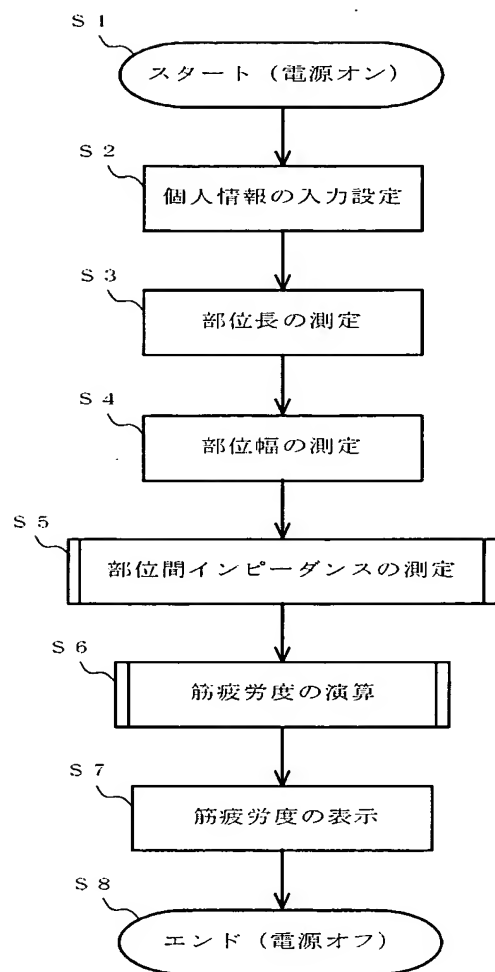




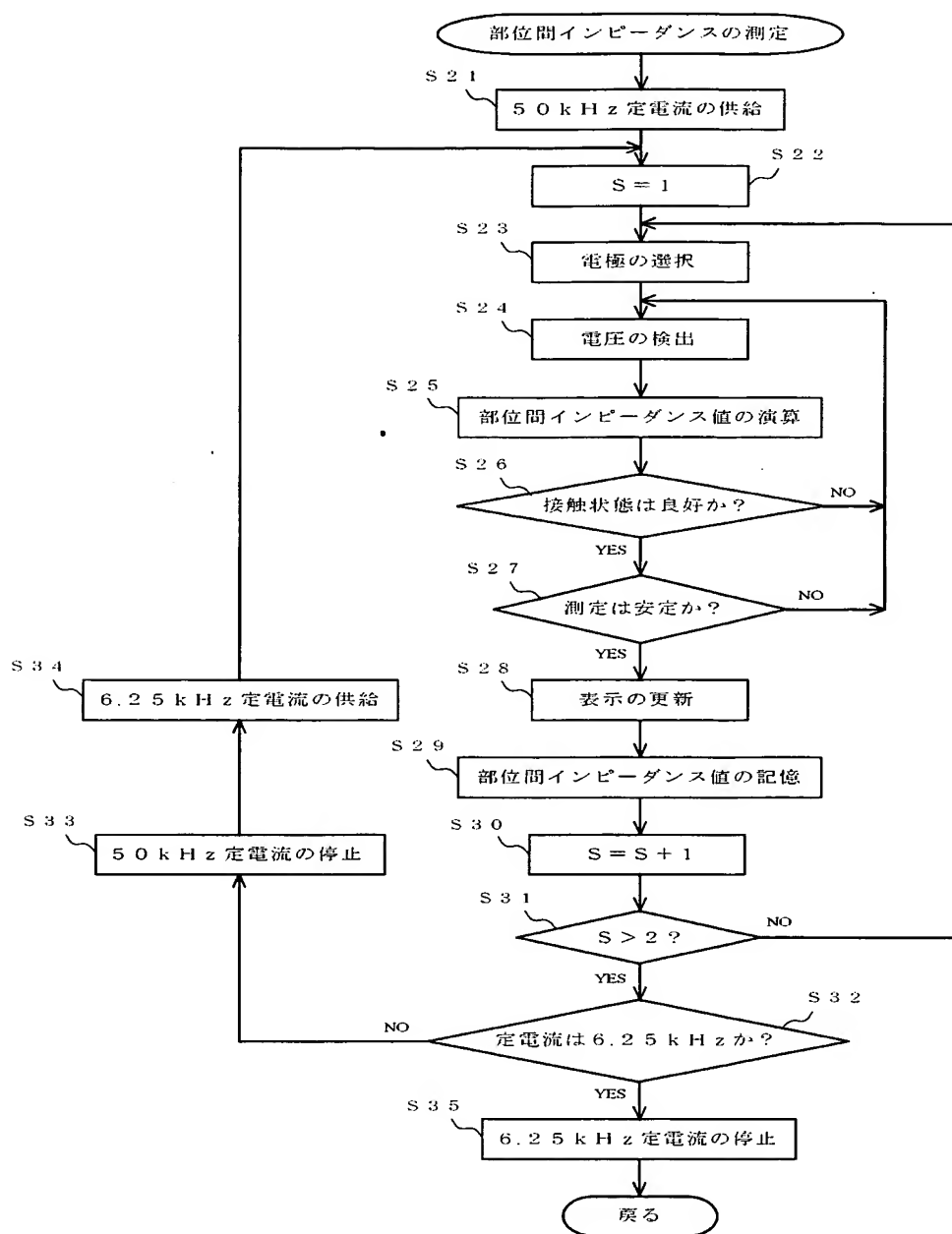
【図 6】



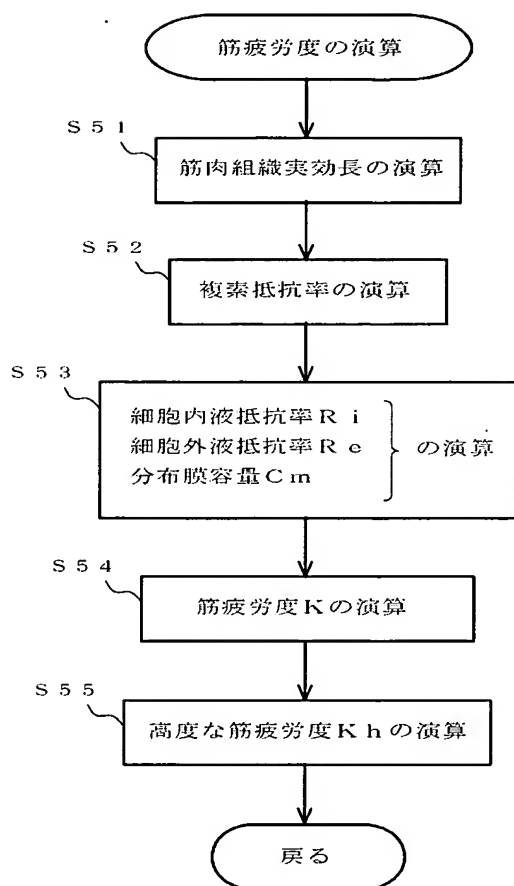
【図 7】



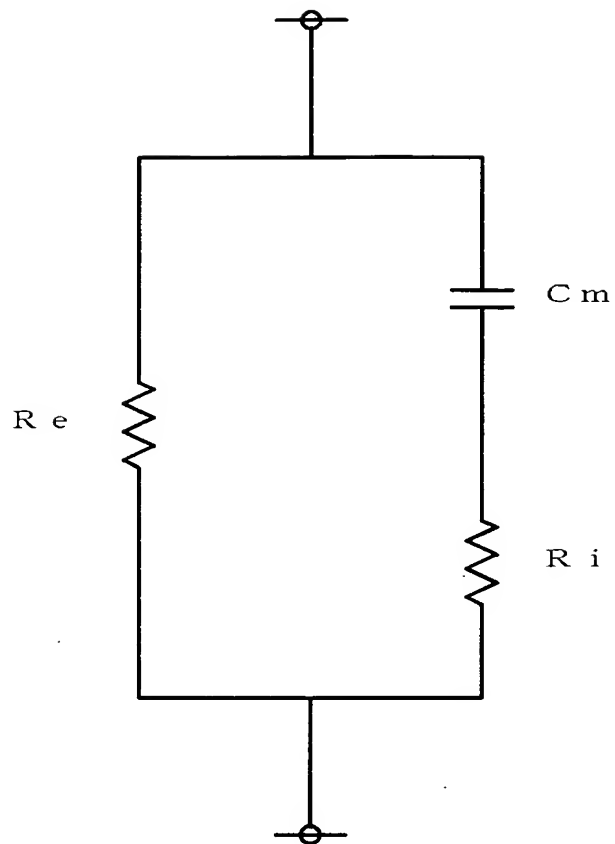
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】電極間距離に影響を受けずに筋疲労度を推定する筋疲労測定装置を提供する。

【解決手段】インピーダンス成分測定手段 2 1 により身体部位間のインピーダンスをレジスタンス成分とリアクタンス成分とに分けて測定し、筋肉組織実効長測定手段 2 2 により身体部位間の筋肉組織実効長を測定し、生体等価モデルパラメータ演算手段 2 3 によりこれらレジスタンス成分、リアクタンス成分、筋肉組織実効長に基づいて細胞外液抵抗率及び分布膜容量を含む生体等価モデルパラメータを演算し、筋疲労度判定手段 2 4 により細胞外液抵抗率及び分布膜容量の割合から筋疲労度を判定する。

【選択図】 図 1

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2 0 0 2 - 3 7 3 5 7 4
受付番号	5 0 2 0 1 9 5 7 6 6 7
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0 0 9 0
作成日	平成 1 5 年 1 月 6 日

< 認定情報・付加情報 >

【提出日】	平成14年12月25日
-------	-------------

次頁無

特願 2 0 0 2 - 3 7 3 5 7 4

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 1 3 3 1 7 9 ]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 7 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都板橋区前野町 1 丁目 1 4 番 2 号

氏 名

株式会社タニタ